

ВЛИЯНИЕ НА МРЕХОВАТА ЧЕСТОТА ПРИ ОТСТРАНЯВАНЕ НА
МРЕХОВО СМУЩЕНИЕ ОТ ЕЛЕКТРОКАРДИОГРАМАТА

(1994)

ст.н.с. I ст. д.т.н. Иван Доцински, ЦЛБМИ – БАН

ст.н.с. I ст. д.м.н. Иван Даскалов, ЦЛБМИ – БАН

Въпреки високия коефициент на режекция на входните усилвателни стъпала на съвременните електрокардиографи, получените с тях записи съдържат често мрежово смущение, разместено по фаза спрямо мрежовото напрежение. То се дължи на паразитните токове през пациента и свързващия кабел и на разликата в електродните съпротивления, които превръщат синфазните смущаващи сигнали във фалшиви противофазни [1, 2]. Използването на всякакви видови филтри засяга високочестотните съставки от спектъра на полезния сигнал. Този недостатък се избягва с прилагането на цифрова процедура за отстраняване на мрежовото смущение [3, 4], същността на която се състои в следното:

1. Измерва се периодът на мрежовото напрежение T_m и се определя времето между два дискрета $t_s = T_m/n$, където $n = f_s/f_m = f_s/50$ е броят на дискретите в T_m , а f_s и f_m са съответно честотата на дискретизация и мрежовата честота.

2. В сигнала се откриват линейни участъци, за които се прилага пълзящо усредняване на n дискрети. Получените стойности са дискрети без мрежово смущение, поради съвпадение на първата нула на усредняващия филтър с $f_m = 50$ Hz.

3. Дискретите без смущение се използват за изчисляване на n броя амплитуди на смущението, разместени по фаза в T_m (фазови корекции). Те се изваждат от съответните дискрети на сигнала в нелинейни участъци, при което спектърът и формата на полезния сигнал се запазва.

Тъй като следващите нули на филтъра са кратни на 50 Hz, процедурата ще се справи успешно и с произволно по форма мрежово смущение. Това е реалният случай при регистриране на електрокардиограми, но за простота на изчисленията по-нататък ще се взима предвид само основната хармонична, без това да намалява общността на изводите.

Усредняващият цифров филтър не променя сигнала в неговите линейни участъци. При използване на строги критерии, такива участъци се откриват предимно в изоелектричната линия и фронтовете на QRS комплекса. Този строгост на критериите не винаги води до

добър резултат, защото поради флуктуации в мрежовото смущение корекциите са толкова по-точни, колкото по-кратък е времеинтервалът между изчисляването и използването им. Затова се предпочитат по-малко строги критерии, които включват в линейните участъци още и нискоамплитудните Р вълни и някои части от Т вълните, характеризирани с ограничено присъствие на високочестотни съставки.

Флуктуациите в мрежовото смущение са амплитудни, честотни и фазови. Поради обновяването на корекциите във всеки линеен участък, процедурата се справя автоматично с плавни изменения в амплитудата и фазата на смущението, докато резки и малковероятни промени биха създали нередими логически противоречия.

Честотните флуктуации на мрежовото напрежение и свързаното с него мрежово смущение могат да предизвикат грешки, които трябва да бъдат анализирани и ограничени с подходящи средства, какъвто опит е направил в своята публикация Yan [5]. Той извежда формула за грешката, получаваща се когато изчислените корекции от последния линеен участък се прилагат в нелинеен участък, по време на който честотата на мрежата се е изменила в допустимите граници. Всъщност така се анализират промените на амплитудите на мрежовото смущение в дискрети с единакъв номер $k=1, 2, \dots, n$. Предложен е и математически апарат, с помощта на който се поправят текущите корекции при отстраняване извън реално време на мрежовото смущение от електрокардиограми.

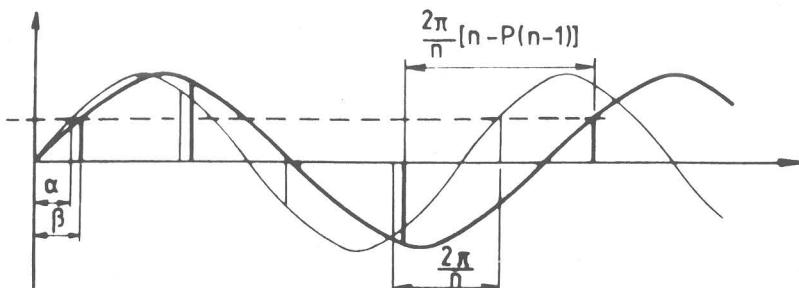
В публикацията на Yan [5] не е обърнато внимание на една съществена постановка в основните две статии по въпроса [3, 4]. За да се намали влиянието на флуктуациите на мрежовата честота, всеки първи дискрет от поредицата $k=1, 2, \dots, n$ се синхронизира с една и съща фаза (фазов ъгъл α на мрежовото напрежение). В най-общия случай тази фаза не съвпада с фазата на смущението поради паразитния капацитивен характер на процесите, предизвикващи появата му на входа на усилвателя [1, 2].

Ние разграничаваме две ситуации, пораждящи незначителни грешки поради промени в мрежовата честота:

1. Периодът на мрежовото напрежение T_m е измерен и времето между два дискрета t_s е определено преди старта на електрокардиограмата. По време на записа настъпва промяна в мрежовата честота и опресняването на корекциите става неточно.

2. Промяната на мрежовата честота става в продължителен

нелинейен участък, когато евентуалните мерки за отстраняване на първата грешка не могат да се приложат и корекциите са неверни.



Фиг. 1

Намирането на първата грешка и изчисляване на нейната максимална стойност се илюстрира с фиг. 1 за простота с $n=4$. С тънка линия е показано смузващото мрежово напрежение $A \sin \Omega t$. Първият дискрет е в $\Omega t_1 = \alpha$, а останалите са на разстояние $t_s = 2\pi/n$ един от друг. Ако за простота изпуснем параметъра t , а амплитудата A приемем за нормирана $A=1$, то сумата от n -те дискрета I_s за период 2π се представя с израза:

$$I_s = \sum_{k=0}^{n-1} I_k = \sum_{k=0}^{n-1} \frac{\sin(\alpha + k \frac{2\pi}{n})}{n} = \sin \alpha + \sum_{k=1}^{n-1} \frac{\sin(\alpha + k \frac{2\pi}{n})}{n} =$$

$$= \sin \alpha + \sin \alpha \sum_{k=1}^{n-1} \frac{\cos k \frac{2\pi}{n}}{n} + \cos \alpha \sum_{k=1}^{n-1} \frac{\sin k \frac{2\pi}{n}}{n};$$

Тъй като

$$\cos \frac{\theta}{2} - \cos \frac{2m+1}{2} \frac{\theta}{2}$$

$$\sin \theta + \sin 2\theta + \dots + \sin m\theta = \frac{\theta}{2 \sin \frac{\theta}{2}}$$

$$\sin \frac{2m+1}{2} \theta = \sin \frac{\theta}{2}$$

$$\cos \theta + \cos 2\theta + \dots + \cos m\theta = \frac{\theta}{2 \sin \frac{\theta}{2}}, \text{ то}$$

$$I_s = \sin \alpha + \sin \alpha \frac{\sin \frac{\pi}{n} - \sin \frac{\pi}{n}}{2 \sin \frac{\pi}{n}} + \cos \alpha \frac{\cos \frac{\pi}{n} - \cos \frac{\pi}{n}}{2 \sin \frac{\pi}{n}} \quad (1)$$

Изразът (1) е очевидно равен на нула. Това е въсьност и доказателството, че пълзящото усредняване на п равномерно разместени дискрети в интервал $T_m=2\pi$ отстранива напълно мрежовото съмущение. Нека приемем, че след определяне на времето между два дискрета t_s , мрежовата честота, респективно честотата на мрежовото съмущение, се е променила от f_m в $f_q=qf_m$ (синусоидата с пътни линии на фиг. 1). Синхронизираният елемент се е задействал на същото ниво на мрежовото напрежение, но сега първият дискрет е във фаза $\Delta qt_1=\delta$ на мрежовото съмущение. Останалите $n-1$ дискрети запазват разстоянието по между си, което изразено чрез $T_q=T_m/q=pT_m$ е $t_s=2\pi p/n$, където $p=f_q/f_m=1\pm\delta$. Разстоянието между n -тия дискрет и първия дискрет от следващия период се променя от $2\pi/n$ на $2\pi/(n-1/n)2\pi p=(2\pi/n)[1\pm\delta(1-n)]$. В случая, показан на фиг. 1, $f_q < f_m$, поради което това разстояние се увеличава. Изразът (1) добива вида:

$$I_s = \sin \alpha + A \sin \alpha + B \cos \beta, \quad (2)$$

където

$$A = \frac{\sin \frac{\pi}{n}(1\pm\delta)}{2 \sin \frac{\pi}{n}(1\pm\delta)} \quad \text{и}$$

$$B = \frac{\frac{\pi}{n} \cos\left(1 \pm \delta\right) - \cos\left(2\pi - \frac{\pi}{n}\right)\left(1 \pm \delta\right)}{\frac{\pi}{n} 2\sin\left(1 \pm \delta\right)}$$

Фазата β се определя от паразитните капацитети на пациента и свързващия кабел и може да приеме стойности в целия диапазон от 0 до 2π , независимо от нивото на задействане на праговия елемент за синхронизация.

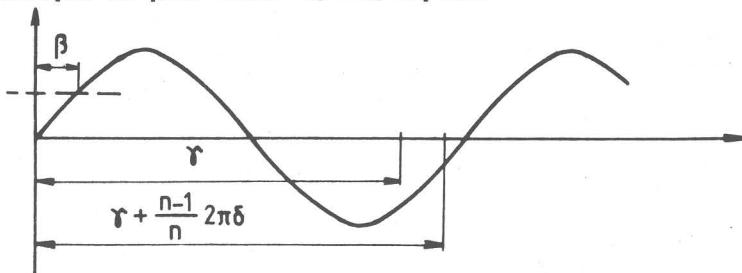
Екстремумите на израза (2) се получават при

$$\frac{dI_s}{d\theta} = \cos\theta + A\cos\theta - B\sin\theta = 0; \quad \tan\theta = \frac{1+A}{B}.$$

За $n=8$ и $p=1,01$: $\theta=0,616\pi+k\pi$. За $n=8$ и $p=0,99$:

$\theta=0,634\pi+k\pi$. И за двата случая $I_{s_{max}} \approx \pm 0,08$. За $n=5$ $I_{s_{max}} \approx \pm 0,06$.

Максималната грешка при определяне на всяко смущение и съответно всяка фазова корекция е p пъти по-малка и в случая за $n=8$ е около 1% от амплитудата на смущението. Тя е изчислена при пределната допустима флуктуация на мрежовото напрежение $q=\pm 0,01$, която едва ли може да се получи в период от няколко секунди или няколко десетки секунди, докато се регистрира една електрокардиограма. Въпреки това, в един усъвършенстван вариант на цифровата процедура за изваждане на мрежовото смущение, се измерва продължителността на всеки период на мрежовото напрежение T_m , след което в следващия период $n-1$ броя дискрети се разпределят равномерно на разстояние t_s зад първия.



Фиг. 2

Определянето на втората грешка E е илюстрирано на фиг. 2. Тя е най-голяма при последния дискрет, показан заедно с първия.

$$E = \sin\left(\theta + \frac{n-1}{n}2\pi\right) - \sin\left(\theta + \frac{n-1}{n}2\pi \pm \frac{1}{n}2\pi\delta\right) =$$

$$= \sin\tau - \sin\left(\tau + \frac{n-1}{n}2\pi\delta\right) = \sin\tau(1-A) - \cos\tau B$$

$$\text{където } A = \cos\frac{n-1}{n}2\pi\delta, \quad B = \sin\frac{n-1}{n}2\pi\delta, \text{ а } \delta \text{ съдържа знака в себе си.}$$

Максималната грешка E_{max} е при $\tau = \arctg[(A-1)/B]$. При $n=8$ за $\delta=0,01$ τ е $0,0087\pi+k\pi$, а за $\delta=-0,01$ τ е $0,0087\pi+k\pi$ и E_{max} са съответно 0,055 и -0,055. При $n=5$ E_{max} е $\pm 0,06$. Тук отново трябва да се има предвид, че максимални флукутации на мрежата от 1% по време на един нелинеен участък от електрокардиограмата (не повече от един P-QRS-T интервал) на практика са немислими.

В заключение, процедурата за изваждане на мрежовото смущение от електрокардиограмата [3, 4], особено във варианта с измерване на всеки период на мрежовото напрежение, е изключително стабилна по отношение на флукутации на захранването.

Литература:

1. Huhta J. C. and J. G. Webster (1973) 60 Hz in electrocardiography. IEEE Trans. BME, 20, No 2, 91-101.
2. Towe B. C. (1981) Comments on "Ground free ECG recording with two electrodes". IEEE Trans. Biomed. Eng., 28, No 12, 838-839.
3. Levkov C., Michov G., Ivanov R. and Daskalov I. K. (1984) Subtraction of 50 Hz interference from the electrocardiogram. Med. & Biol. Eng. & Comput., 22, 371-373.
4. Christov I. I. and Dotsinsky I. A. (1988) New approach to the digital elimination of 50 Hz interference from the electrocardiogram. Med. & Biol. Eng. & Comput., 26, 431-434.
5. Yan X. G. (1993) Dynamic Levkov-Christov subtraction of mains interference. Med. & Biol. Eng. & Comput., 31, 635-638.